

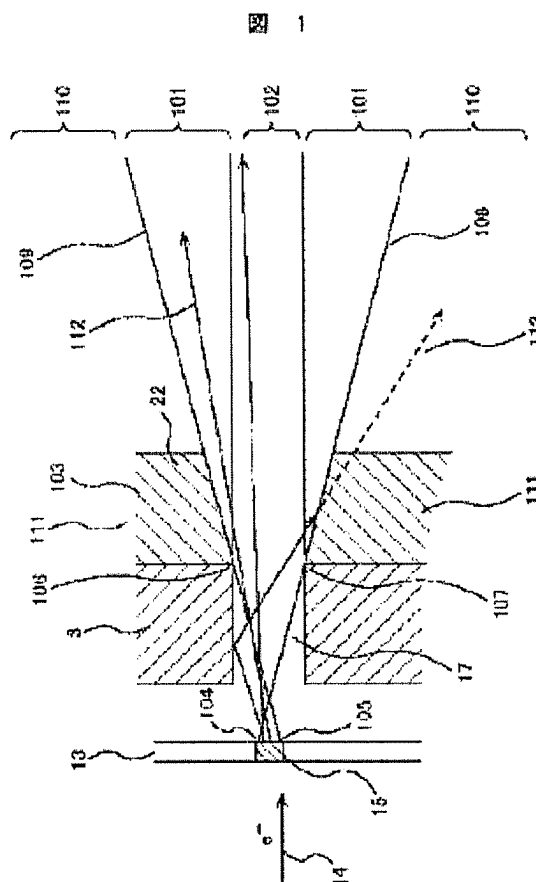
**CT APPARATUS****Publication number:** JP2003114203**Publication date:** 2003-04-18**Inventor:** KITAZAWA SATOSHI; KAMIMURA HIROSHI; IZUMI SHIGERU**Applicant:** HITACHI LTD**Classification:****- international:** **G01N23/04; A61B6/06; G01N23/04; G01N23/02; A61B6/06; G01N23/02; (IPC1-7): G01N23/04; A61B6/06****- European:****Application number:** JP20010310846 20011009**Priority number(s):** JP20010310846 20011009

Report a data error here

**Abstract of JP2003114203**

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a CT (computerized tomography) apparatus equipped with a shield for attenuating primary scattered light generated hitherto without generating new primary scattered light.

**SOLUTION:** This X-ray CT device is characterized by having a radiation source for irradiating a subject with a radiation, a first collimator having a through hole for passing the radiation toward a desired range, a fixing means for mounting and fixing the subject, a second collimator having plural penetrating holes for passing the radiation passing through the subject, radiation detectors arranged oppositely to the penetrating holes respectively, for detecting the radiation passing through the penetrating holes, a tomogram reconstitution means for reconstituting a tomogram relative to one cross section of the subject by using each signal acquired from the detectors, and the shield installed on the subject side of the penetrating hole of the first collimator, for shielding at least a part of a first region on the outside of a straight line connecting the radiation source and the outermost end on the subject side of the first collimator.



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-114203

(P2003-114203A)

(43)公開日 平成15年4月18日(2003.4.18)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームト*(参考)
G 0 1 N 23/04		G 0 1 N 23/04	2 G 0 0 1
A 6 1 B 6/06	3 1 0	A 6 1 B 6/06	3 1 0 4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数4 O L (全 5 頁)

(21)出願番号 特願2001-310846(P2001-310846)

(22)出願日 平成13年10月9日(2001.10.9)

(71)出願人 000005108

株式会社日立製作所

東京都千代田区神田駿河台四丁目6番地

(72)発明者 北澤 聡

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 株

式会社日立製作所電力・電機開発研究所内

(72)発明者 上村 博

茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 株

式会社日立製作所電力・電機開発研究所内

(74)代理人 100075096

弁理士 作田 康夫

最終頁に続く

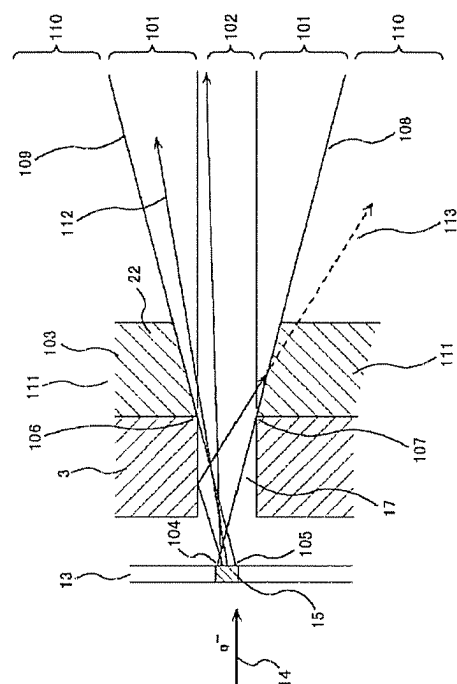
(54)【発明の名称】 C T装置

(57)【要約】

【課題】本発明の目的は、新たな一次散乱光を発生させること無く、従来発生している一次散乱光を減衰させる遮蔽体を備えたC T装置を提供することである。

【解決手段】被検体に放射線を照射する放射線源と、放射線を所望の範囲に向けて通過させる貫通孔を備えた第一のコリメータと、被検体を取り付けて固定するための固定手段と、被検体を透過した前記放射線を通過させる複数の貫通孔を有する第二のコリメータと、貫通孔にそれぞれ対向して配置され、貫通孔を通過した放射線を検出する放射線検出器と、検出器から得られた各信号を用いて被検体の一横断面に対する断層像を再構成する断層像再構成手段と、第一のコリメータの貫通孔の被検体側に設けられ、放射線源と第一のコリメータの被検体側最端部とを結ぶ直線よりも外側である第1領域の少なくとも一部を遮蔽する遮蔽体とを有することを特徴とするX線C T装置。

図 1



【特許請求の範囲】

【請求項1】被検体に放射線を照射する放射線源と、前記放射線を前記被検体を含む所望の範囲に向けて通過させる貫通孔を備えた第一のコリメータと、前記被検体を取り付けて固定するための固定手段と、前記被検体を透過した前記放射線を通過させる複数の貫通孔を有する第二のコリメータと、前記貫通孔にそれぞれ対向して配置され、前記貫通孔を通過した前記放射線を検出する放射線検出器と、前記検出器から得られた各信号を用いて前記被検体の一横断面に対する断層像を再構成する断層像再構成手段と、前記第一のコリメータの貫通孔の被検体側に設けられ、前記放射線源と前記第一のコリメータの被検体側最端部とを結ぶ直線よりも外側である第1領域の少なくとも一部を遮蔽する遮蔽体とを有することを特徴とするX線CT装置。

【請求項2】請求項1において、前記遮蔽体の内面が、前記第1領域において階段状をしていることを特徴とするX線CT装置。

【請求項3】請求項1または2において、前記遮蔽体の材質がタングステン及び鉛の少なくとも何れかを含むことを特徴とするX線CT装置。

【請求項4】請求項1乃至3のいずれかにおいて、前記放射線はX線であることを特徴とするCT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、放射線を用いたCT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】CT装置では、放射線源とその放射線を検出する検出器を設けていて、放射線源からの放射線を被検体に照射し、その透過した放射線を検出器で検出する。CT装置において、X線がファンビーム状（扇形状）になるように、X線の遮蔽能力の高い材料でプリコリメータを用いることが、特開2000-9662号公報に開示されている。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ノイズの少ない断層像を得るには、検出器に入射する散乱線を少なくする必要がある。また、散乱線がCT装置外に出ると、漏洩放射線として安全上問題となる。このため、CT装置では放射線源の直後や、検出器の直前にコリメータを設けている。これらは各々プリコリメータとポストコリメータとも呼ばれる。コリメータは、通常、放射線遮蔽能力の高い鉛やタングステンのような重金属で作製される。ポストコリメータは検出器の直前に設置して、被検体などで散乱した放射線が検出器に入射するのを防止するものである。又、プリコリメータは放射線源から放射状に発生した放射線の内、被検体を含む所望の範囲のみ通過させ

るものであり、不要な方向への放射線を除去するためのものである。プリコリメータにより、検出器に入る散乱線を減少させると共に、CT装置外への漏洩放射線も減少させることができる。形成したい放射線ビーム形状によってプリコリメータの貫通孔の形状も異なる。例えば、円錐状の放射線ビームを得たい場合には円錐形の貫通孔を、扇状ビームを得たい場合には並行平板形の貫通孔を用いる。

【0004】しかし、そのような形状のプリコリメータでは、所要の放射線ビームの形状が十分に形成されない。即ち、プリコリメータ内部で散乱された放射線が検出器に入ることにより、放射線源から被検体を透過して検出器に入射する放射線以外にも様々な方向からの散乱線が入射する。これにより、断層像にノイズが入る。また、プリコリメータ内部で散乱された放射線の一部が所望の照射範囲外に出ることにより、CT装置外への漏洩放射線となる。

【0005】本発明の目的は、新たな一次散乱光を発生させることなく、従来発生している一次散乱光を減衰させる遮蔽体を備えたCT装置を提供することである。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するための本発明の一つの実施態様は、被検体に放射線を照射する放射線源と、前記放射線を前記被検体を含む所望の範囲に向けて通過させる貫通孔を備えた第一のコリメータと、前記被検体を取り付けて固定するための固定手段と、前記被検体を透過した前記放射線を通過させる複数の貫通孔を有する第二のコリメータと、前記貫通孔にそれぞれ対向して配置され、前記貫通孔を通過した前記放射線を検出する放射線検出器と、前記検出器から得られた各信号を用いて前記被検体の一横断面に対する断層像を再構成する断層像再構成手段と、前記第一のコリメータの貫通孔の被検体側に設けられ、前記放射線源と前記第一のコリメータの被検体側最端部とを結ぶ直線よりも外側である第1領域の少なくとも一部を遮蔽する遮蔽体とを有する。

【0007】また、プリコリメータの貫通孔の出口側端部を段構造にし、且つ、線源から出てコリメータの出口最端部へ向かう放射線が、出口手前の内壁面によって遮られるような幾何学的構造とすることである。

【0008】その他に、上記目的を達成するために、コリメータの貫通孔の被検体側が曲面で、且つ、放射線源とプリコリメータの被検体側最端部とを結ぶ直線と、貫通孔の内壁面とが少なくとも一度は交差する幾何学的構造とすることである。

【0009】その他に、プリコリメータの貫通孔の被検体側が段構造で、且つ、放射線源とプリコリメータの貫通孔最端部とを結ぶ直線と、前記貫通孔の内壁面とが少なくとも一度は交差する幾何学的構造とする。

【0010】

【発明の実施の形態】まず、発明者らは、プリコリメータの貫通孔出口付近で散乱してそのまま貫通孔を通過してしまう高エネルギー散乱線の原因について検討した。

【0011】図6は従来技術のプリコリメータの垂直断面である。このように、円柱状のスリットは、一方向に収束したビームを形成する際に用いている物である。

【0012】線形加速器によって加速された入射電子ビーム14は数MeVのエネルギーを持ってターゲット13に衝突する。ターゲット13は通常タングステンなどの重金属で作製される。ターゲット13に衝突した電子はターゲット中の原子とコンプトン散乱や光電効果等の相互作用をしながら次第に減速され、その際に制動放射現象でX線を放出する。制動放射は前方性が強いので入射電子ビーム14が入射した側とは反対方向にほとんどのX線が放出される。入射電子ビーム14は有限のビーム径をもっており、更に入射された電子はターゲット13中で散乱しながらX線を放出するため、X線発生源15は理想的な点光源とはならず、直径0.5mm程度の大きさを持つ。

【0013】X線発生源15から発生したX線はターゲット13の被検体側に放射状に放出されるが、プリコリメータ3の貫通孔17以外の部分に衝突したX線16はプリコリメータ3で遮蔽され、貫通孔17を通過するX線だけが被検体1へ達する。X線発生源15から発生して貫通孔17を通過するX線の内、あるものは一度もプリコリメータ3と衝突せずに貫通孔17を通過し(X線30)、あるものは貫通孔17の内壁面と衝突し、散乱されながら通過(X線18)する。

【0014】多重散乱しながらプリコリメータ3を通過するX線は散乱の度にエネルギーを失うので、プリコリメータ3を通過して出てくる時には低エネルギーとなっており、断層像のノイズ源としては、それ程問題にならないことが分かった。それに対し、X線発生源15で発生してからプリコリメータ3の貫通孔17の出口付近に向かって飛来するX線18は、出口付近で1度散乱した後、高エネルギーを保持したまま貫通孔17から出てしまうため、CT画像のノイズやCT装置周辺への放射線の漏洩の原因となることが判明した。

【0015】また、図7は円錐状のビームを形成する場合に用いる円錐形の貫通孔を持つプリコリメータである。この場合には、X線発生源15が理想的な点光源であれば、貫通孔17の形状を、X線発生源15を頂点とする円錐状にすることによって散乱を小さく出来る。しかし、X線発生源15は無限小ではなく、必ず有限の大きさを持つため、円錐の内面と平行ではないX線18が存在し、それらは貫通孔17内面に当たって散乱線となり、高エネルギーを保持したまま貫通孔17から出てくる。そのため、CT画像のノイズやCT装置周辺への放射線の漏洩の原因となることが判明した。このような散乱X線の内、散乱後に検出器に入るX線がCT画像のノ

イズ源になり、所望するビーム範囲の外に反射したものがCT装置周辺への放射線の漏洩の原因となることが分かった。

【0016】このように、発明者らは、高エネルギーを保持したまま貫通孔から出てくる散乱線がCT画像にノイズとして影響を与えること、散乱光が漏洩放射線として安全上問題となること、そして、それを解決するためには、特に散乱線の高エネルギー成分、即ち一次散乱線を減少させる必要があることを見出した。以下、実施態様を説明する。

【0017】(実施例)実施態様を説明する。図2及び図3にX線CT装置を示す。このX線CT装置は、被検体1にX線を照射するX線源2と、前記X線を所望のビーム形状に成形するためのプリコリメータ3と、前記被検体1を固定するための試料テーブル4と、前記被検体1を透過したX線を通過させる複数の貫通孔を有するポストコリメータ5と、前記貫通孔にそれぞれ対向して配置され、前記貫通孔を通過したX線を検出するアレイ検出器6と、前記検出器6の各信号を用いて断層像を再構成する断層像再構成手段7を備えている。本実施態様のX線CT装置では、被検体1は扇形ビームの中に含まれており、試料テーブル4を回転させることにより計測データを収集する。

【0018】アレイ検出器6は扇状に発生するX線を検出するように配置、構成する。又、被検体1は試料テーブル4に固定されており、試料テーブル4の回転中でも被検体1は試料テーブル4に対して固定されている。試料テーブル4は移動台12に取り付けられており、移動台12は上下方向移動装置10と水平方向移動装置11によって任意の位置に移動可能となっている。これにより、このX線CT装置は被検体の任意の断面を撮影することができる。上下方向移動装置10、水平方向移動装置11、及び試料テーブル4は移動・回転制御装置9から送られる信号によって制御されている。アレイ検出器6は配列間隔を狭くした多数のX線検出器から構成されており、ポストコリメータ5にはX線検出器の数だけX線が通過するスリットが設ける。X線検出器としては、半導体検出器や、シンチレータとフォトダイオードを組み合わせたX線検出器などを用いることができる。

【0019】X線検出器の配列間隔を小さくするほど断層像の空間分解能が高くなる。X線源は、電子線形加速器を用い、X線の出射及び停止はX線源制御装置8を用いて制御される。X線源には電子線形加速器の他、X線管を用いてもよい。一般に線形加速器の方が高エネルギーのX線を発生させることができる。

【0020】プリコリメータ3の貫通孔17出口部は図1に示すように二段構造となっている。この構造は、以下の理由による。まず、どの部分のX線を遮蔽するかである。利用者が所望するX線の範囲は貫通孔17壁面の延長である領域102である。その一方で、X線発生源

15からはそれ以外の方向にもX線が発生している。

【0021】ここで、図1に示す如くX線発生源15の端104及び105から相対するコリメータスリットの出口の頂点107及び106を結ぶ線108及び109を考える。すると、プリコリメータ3のX線発生源15の反対側が次の三つの領域に分けられる。即ち、領域102、領域102の外側で且つ線108及び109の内側である領域101、そして領域101の更に外側である領域110。

【0022】ここで領域102は所望する領域であるから遮蔽の必要はない。

【0023】次に、領域101は、X線発生源15から直接X線が照射され且つ本来利用者が必要としない範囲のX線である。この領域に照射されるX線を遮蔽するためにプリコリメータ3をX線の進行方向に単に延長すると、例えばX線112から新たな散乱光が発生する。

【0024】次に、領域110である。この領域に進行してくるX線はX線113の如く、一度プリコリメータ3で散乱されたX線であり、プリコリメータ3での散乱に加え更に一度散乱させることでX線の強度を十分に小さくすることが出来る。

【0025】以上の検討を踏まえ、プリコリメータ3の後に散乱光の少ない遮蔽体を設置する。

【0026】本実施態様ではコリメータスリットの後に領域110を遮蔽する遮蔽体111を設ける。遮蔽体は、タングステンや鉛などの重金属で作製する。遮蔽体111の形状は、線108及び線109の外側の領域を遮蔽可能な形状とする。また、領域101のX線はプリコリメータ3の段階では遮蔽せず、漏洩放射線として施設外への影響を少なくするように領域101のX線進行方向の延長線上（施設全体の遮蔽）に遮蔽体を設ける。

【0027】このように遮蔽体を設置することにより、以下のようにX線を遮蔽することが出来る。まず、遮蔽体111により、X線113の如く進行するX線は必ず二度散乱される。そのため、漏洩放射線としての強度を十分に小さくすることが出来る。また、プリコリメータでX線を二度散乱させることで、領域110のX線の強度をノイズ源として問題とならない程度まで十分に小さくすることが出来る。

【0028】遮蔽体111を設置することによって、遮蔽体自身が新たなX線の散乱源となることがない。即ち、遮蔽体を設置すればするほど、遮蔽体で一次散乱光が発生すると言う問題を解消することが出来る。

【0029】また、領域101には強度の高い不要なX線が進行することが予めわかっている。そのため、その部分の遮蔽を重点的に行うことで、施設外への漏洩放射線を遮蔽することが出来る。それにより、周辺線量を減

小さえることができ、CT装置周辺の放射線による立ち入り制限区域を狭くすることができる。

【0030】以上述べた実施態様によれば、新たな一次散乱光を発生させること無く、従来発生している一次散乱光を減衰させる遮蔽体を備えたX線CT装置を提供することが出来る。

【0031】なお、本実施態様では遮蔽体111の断面を直線108及び109に沿った形としたが、貫通孔最端部22が直線108もしくは109に隣接していればよい。即ち、図4に示す如くプリコリメータ3の出口を段部19とした階段状の断面形状としても同様の効果を得ることが出来る。階段状の断面にすることで、斜めに加工する部分がなくなる。そのため、加工を容易に行うことが出来る。

【0032】また、ある第1の断面に図1の如く遮蔽体を設け、第1の断面と90度回転した第2の横断面を図2の如く段付断面の遮蔽体を設けても良い。段構造とする部分は遮蔽したい方向に応じて、上下方向のみ、もしくは水平方向のみとしてもよい。この時、段部分の厚みは放射線を透過しないような十分な厚みが必要である。

【0033】段構造は、図5の第二の実施例に示した如く複数としても構わない。複数とした方が図1の斜めに加工した遮蔽体に形状が近くなるので、遮蔽の効果は大きい。即ち、段構造を無限に細かくした場合が斜めに加工した遮蔽体である。

【0034】

【発明の効果】本発明によれば、新たな一次散乱光を発生させること無く、従来発生している一次散乱光を減衰させる遮蔽体を備えたCT装置を提供することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例のプリコリメータの断面図。

【図2】X線CT装置の上面図。

【図3】X線CT装置の側面図。

【図4】第2実施例のプリコリメータの断面図。

【図5】第3実施例のプリコリメータの断面図。

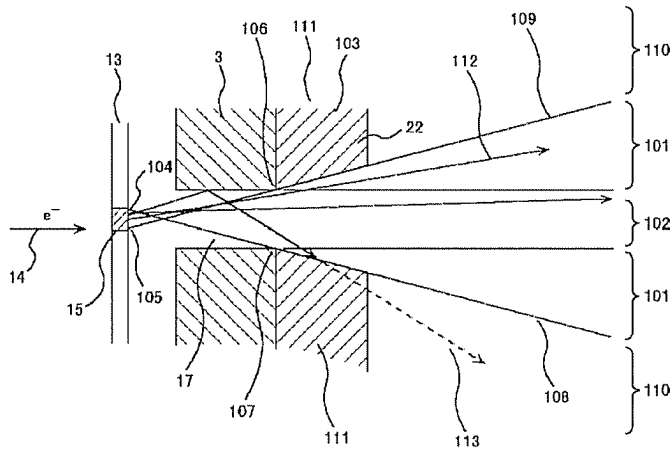
【図6】従来例のプリコリメータの断面図。

【図7】従来例のプリコリメータの断面図。

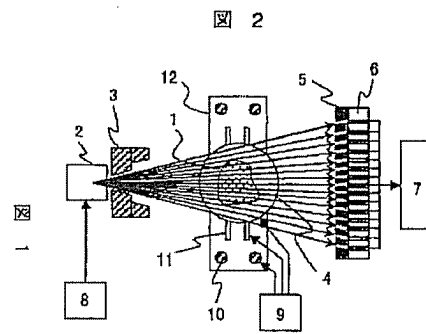
【符号の説明】

1…被検体、2…X線源、3…プリコリメータ、4…試料テーブル、5…ポストコリメータ、7…断層像再構成手段、8…X線源制御装置、9…移動・回転制御装置、10…上下方向移動装置、11…水平方向移動装置、12…移動台、13…ターゲット、14…入射電子ビーム、15…X線発生源、16、18、20、21…X線、17…貫通孔、19…プリコリメータ段部、22…貫通孔最端部。

【図1】



【図2】

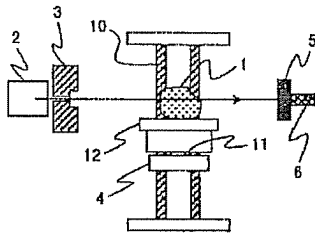


【図5】

図 5

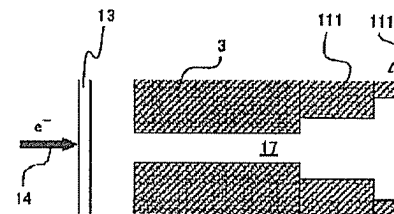
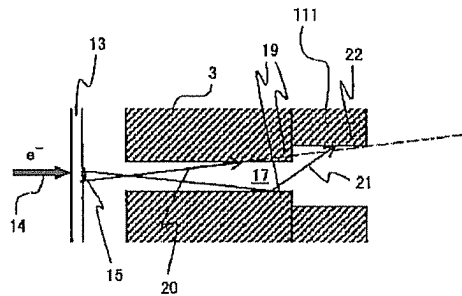
【図3】

図 3



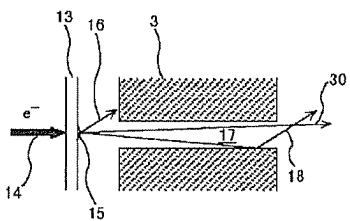
【図4】

図 4



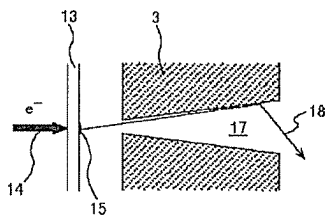
【図6】

図 6



【図7】

図 7



フロントページの続き

(72)発明者 出海 滋  
茨城県日立市大みか町七丁目2番1号 株  
式会社日立製作所電力・電機開発研究所内

Fターム(参考) 2G001 AA01 BA11 CA01 DA01 DA08  
JA08 PA11 PA12 PA14 SA02  
4C093 AA22 BA03 CA07 EA13